

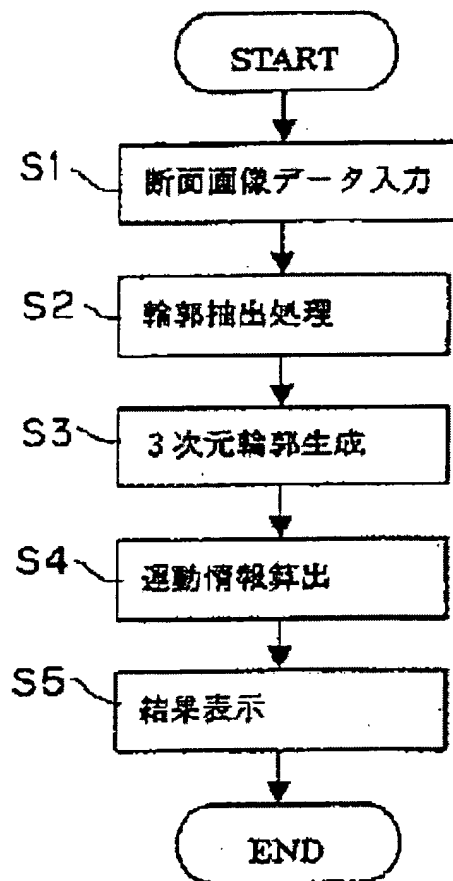
MEDICAL DIAGNOSIS IMAGE PROCESSING EQUIPMENT AND METHOD THEREOF

Patent number: JP2002306483
Publication date: 2002-10-22
Inventor: NISHIURA MASAHIRO; FURUKAWA RIEKO
Applicant: TOKYO SHIBAURA ELECTRIC CO
Classification:
- international: A61B5/055; A61B6/03; A61B8/00; G01R33/32; G06T1/00; G06T7/20; A61B5/055; A61B6/03; A61B8/00; G01R33/32; G06T1/00; G06T7/20; (IPC1-7): A61B8/00; A61B5/055; A61B6/03; G01R33/32; G06T1/00; G06T7/20
- european:
Application number: JP20010120183 20010418
Priority number(s): JP20010120183 20010418

Report a data error here

Abstract of JP2002306483

PROBLEM TO BE SOLVED: To enable the analyzing of the motions of organs and the extraction, displaying and analyzing of the motions of the organs reflecting the actual motions of local parts of the organs by generating three-dimensional contours of the organs. **SOLUTION:** Two-dimensional images of multiple time phases of an organ taken in multiple cross sections thereof are inputted (step S1), the contours of the organ in the respective cross sections are extracted (step S2), three-dimensional contours in the multiple time phases pertaining to the organ are generated based on the contours of the organ in the respective cross sections extracted with the multiple time phases (step S3), hourly displacements at points on the three-dimensional contours of the organ are calculated based on the three-dimensional contours in the multiple time phases pertaining to the organ as calculated to make calculations of information on the motions of the contours of the organ from the calculated hourly displacements at the points (step S4) and the results are displayed (step S5).



THIS PAGE BLANK (USPTO)

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2002-306483

(P2002-306483A)

(43)公開日 平成14年10月22日(2002.10.22)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	FI	テームコード(参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	4 C 0 9 3
5/055		6/03	3 6 0 J 4 C 0 9 6
6/03	3 6 0	G 0 6 T 1/00	2 9 0 B 4 C 3 0 1
G 0 1 R 33/32		7/20	B 5 B 0 5 7
G 0 6 T 1/00	2 9 0	A 6 1 B 5/05	3 8 0 5 L 0 9 6

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 8 頁) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2001-120183(P2001-120183)

(22)出願日 平成13年4月18日(2001.4.18)

(71)出願人 000003078

株式会社東芝

東京都港区芝浦一丁目1番1号

(72)発明者 西浦 正英

神奈川県川崎市幸区小向東芝町1番地 株

式会社東芝研究開発センター内

(72)発明者 古川 理恵子

神奈川県川崎市幸区小向東芝町1番地 株

式会社東芝研究開発センター内

(74)代理人 100059225

弁理士 蔦田 璋子 (外3名)

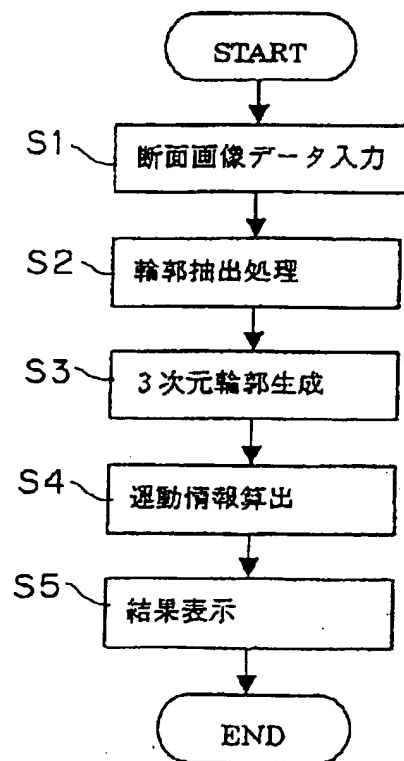
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 医用画像診断装置及びその方法

(57)【要約】

【課題】 臓器の3次元輪郭を生成し、臓器運動の解析を可能にし、また、臓器局所部分の実際の運動を反映した臓器運動を抽出、表示、解析することを可能にすることを目的とする。

【解決手段】 臓器の複数断面が撮影された複数時相の2次元画像が入力され(ステップS1)、前記各断面における前記臓器の輪郭を抽出し(ステップS2)、抽出された複数時相の前記各断面における前記臓器における輪郭に基づいて、前記臓器に関する複数時相の3次元輪郭を生成し(ステップS3)、算出した前記臓器に関する複数時相の3次元輪郭に基づいて、前記臓器の3次元輪郭上の各点の時間的変位量を算出し、この算出した前記各点の時間的変位量から前記臓器の輪郭の運動情報を算出し(ステップS4)、その結果を表示する(ステップS5)。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】生体器官である臓器を撮影した複数時相の画像から前記臓器に関する複数時相の 3 次元輪郭を算出する輪郭算出手段と、

算出した前記臓器に関する複数時相の 3 次元輪郭に基づいて、前記臓器の 3 次元輪郭上の各点の時間的変位量を算出する変位量算出手段と、

算出した前記各点の時間的変位量から前記臓器の輪郭の運動情報を算出する運動算出手段と、
を有することを特徴とする医用画像診断装置。

【請求項 2】前記輪郭算出手段は、
前記臓器の複数断面が撮影された複数時相の 2 次元画像に基づいて、前記各断面における前記臓器の輪郭を抽出する輪郭抽出手段と、
抽出された複数時相の前記各断面における前記臓器における輪郭に基づいて、前記臓器に関する複数時相の 3 次元輪郭を生成する輪郭生成手段と、
を有することを特徴とする請求項 1 記載の医用画像診断装置。

【請求項 3】前記輪郭算出手段は、
前記臓器が撮影された複数時相の 3 次元画像に基づいて、前記臓器に関する複数時相の 3 次元輪郭を算出することを特徴とする請求項 1 記載の医用画像診断装置。

【請求項 4】前記臓器の 3 次元輪郭上の各点の時間的変位量が、前記 3 次元輪郭を構成する頂点の時間的な移動ベクトルであることを特徴とする請求項 1 記載の医用画像診断装置。

【請求項 5】前記臓器の 3 次元輪郭上の各点の時間的変位量が、前記 3 次元輪郭を構成する頂点近辺の画像データに基づき計算されるオブティカルフローベクトルであることを特徴とする請求項 1 記載の医用画像診断装置。

【請求項 6】前記算出された前記臓器の 3 次元輪郭上の各点の時間的変位量に基づき、時間的に変位する頂点によって表現された前記臓器の 3 次元輪郭を表示する表示手段を有したことを特徴とする請求項 1 記載の医用画像診断装置。

【請求項 7】生体器官である臓器を撮影した複数時相の画像から前記臓器に関する複数時相の 3 次元輪郭を算出する輪郭算出ステップと、

算出した前記臓器に関する複数時相の 3 次元輪郭に基づいて、前記臓器の 3 次元輪郭上の各点の時間的変位量を算出する変位量算出ステップと、

算出した前記各点の時間的変位量から前記臓器の輪郭の運動情報を算出する運動算出ステップと、
を有することを特徴とする医用画像診断方法。

【請求項 8】生体器官である臓器を撮影した複数時相の画像から前記臓器に関する複数時相の 3 次元輪郭を算出する輪郭算出機能と、

算出した前記臓器に関する複数時相の 3 次元輪郭に基づいて、前記臓器の 3 次元輪郭上の各点の時間的変位量を

算出する変位量算出機能と、

算出した前記各点の時間的変位量から前記臓器の輪郭の運動情報を算出する運動算出機能と、

をコンピュータによって実現することを特徴とする医用画像診断方法のプログラム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波診断装置、MRI、X線CT等で撮られた画像データから、臓器の運動状態を解析する医用画像診断装置及びその方法に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、1つの断面画像から臓器輪郭を抽出し、2次元的な臓器運動を解析する手段が考案されているが、少数の複数断面画像から簡便に臓器輪郭を抽出し、3次元的な臓器運動を解析する手段はない。

【0003】また、従来、3次元データを基に輪郭抽出する手段や、MR画像に対し磁気標識を付加し臓器運動を解析する手法が考案されているが、磁気標識等を用いず画像データのみから臓器局所部分の実際の運動を反映した臓器運動を抽出、表示、解析する手段はない。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】そこで、本発明は、臓器の 3 次元輪郭を生成し、臓器運動の解析を可能にし、また、臓器局所部分の実際の運動を反映した臓器運動を抽出、表示、解析することを可能にすることを目的とする。

【0005】さらに、少数の複数断面から簡便に 3 次元的な臓器輪郭を生成し、臓器運動の解析を可能にすることを目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】請求項 1 の発明は、生体器官である臓器を撮影した複数時相の画像から前記臓器に関する複数時相の 3 次元輪郭を算出する輪郭算出手段と、算出した前記臓器に関する複数時相の 3 次元輪郭に基づいて、前記臓器の 3 次元輪郭上の各点の時間的変位量を算出する変位量算出手段と、算出した前記各点の時間的変位量から前記臓器の輪郭の運動情報を算出する運動算出手段と、を有することを特徴とする医用画像診断装置である。

【0007】請求項 2 の発明は、前記輪郭算出手段は、前記臓器の複数断面が撮影された複数時相の 2 次元画像に基づいて、前記各断面における前記臓器の輪郭を抽出する輪郭抽出手段と、抽出された複数時相の前記各断面における前記臓器における輪郭に基づいて、前記臓器に関する複数時相の 3 次元輪郭を生成する輪郭生成手段と、を有することを特徴とする請求項 1 記載の医用画像診断装置である。

【0008】請求項 3 の発明は、前記輪郭算出手段は、前記臓器が撮影された複数時相の 3 次元画像に基づい

て、前記臓器に関する複数時相の3次元輪郭を算出することを特徴とする請求項1記載の医用画像診断装置である。

【0009】請求項4の発明は、前記臓器の3次元輪郭上の各点の時間的変位量が、前記3次元輪郭を構成する頂点の時間的な移動ベクトルであることを特徴とする請求項1記載の医用画像診断装置である。

【0010】請求項5の発明は、前記臓器の3次元輪郭上の各点の時間的変位量が、前記3次元輪郭を構成する頂点近辺の画像データに基づき計算されるオブティカル
10 フローベクトルであることを特徴とする請求項1記載の医用画像診断装置である。

【0011】請求項6の発明は、前記算出された前記臓器の3次元輪郭上の各点の時間的変位量に基づき、時間的に変位する頂点によって表現された前記臓器の3次元輪郭を表示する表示手段を有したことを特徴とする請求項1記載の医用画像診断装置である。

【0012】請求項7の発明は、生体器官である臓器を撮影した複数時相の画像から前記臓器に関する複数時相の3次元輪郭を算出する輪郭算出ステップと、算出した
20 前記臓器に関する複数時相の3次元輪郭に基づいて、前記臓器の3次元輪郭上の各点の時間的変位量を算出する変位量算出ステップと、算出した前記各点の時間的変位量から前記臓器の輪郭の運動情報を算出する運動算出ステップと、を有することを特徴とする医用画像診断方法である。

【0013】請求項8の発明は、生体器官である臓器を撮影した複数時相の画像から前記臓器に関する複数時相の3次元輪郭を算出する輪郭算出機能と、算出した前記
30 臓器に関する複数時相の3次元輪郭に基づいて、前記臓器の3次元輪郭上の各点の時間的変位量を算出する変位量算出機能と、算出した前記各点の時間的変位量から前記臓器の輪郭の運動情報を算出する運動算出機能と、をコンピュータによって実現することを特徴とする医用画像診断方法のプログラムである。

【0014】本発明によれば、臓器の3次元輪郭を生成し、臓器運動の解析が可能となる。

【0015】また、臓器局所部分の実際の運動を反映した臓器運動を抽出、表示、解析することが可能となる。

【0016】

【発明の実施の形態】＜第1実施例＞以下、本発明の第1実施例について、図1から図11を参照して説明する。

【0017】図1は第1実施例の医用画像診断装置10のブロック図であり、図2はその動作及び操作の流れを示すフローチャートである。

【0018】第1実施例は、複数の断面画像から臓器輪郭を自動的に抽出し、3次元輪郭を補間生成し、その輪郭の運動情報の時間的変化を表示する例である。

【0019】図1に示すように、コンピュータによって
50

構成される医用画像診断装置10は、画像データを入力する画像入力部12と、入力された画像データを記憶するメモリ14と、画像上の臓器輪郭を抽出する輪郭抽出部16と、抽出された複数輪郭を基に3次元輪郭を生成する3次元輪郭生成部18と、3次元輪郭の変形から運動情報を算出する運動情報算出部20と、算出された運動情報を表示する表示部22とで構成される。なお、下記で説明する各機能はプログラムによって実現される。

【0020】以下、図2の処理の流れに沿って説明する。

【0021】まず、例えば超音波診断装置、MRI、X線CT装置等で得られる複数断面画像データが画像入力部12を介して入力され、メモリ14に記憶される（ステップS1）。

【0022】この入力データは、デジタル化された輝度値データでも良いし、アナログ信号による画像でも良い。アナログ信号の場合は、A/D変換器によりデジタル化され入力される。

【0023】また、入力データは輝度値データのみに限らず、例えば超音波診断装置におけるエコーの生信号データやドップラ速度データや、X線CT装置での生のCT値データ等であっても良い。

【0024】さらに、複数断面画像は3次元データから生成されたものであっても良い。

【0025】次に、輪郭抽出部16において半自動的に臓器輪郭が抽出され、輪郭情報がメモリ14に記憶される（ステップS2）。

【0026】輪郭抽出は、例えば手動で設定された初期輪郭を基に画像輝度値のエッジ探索を行う動的輪郭モデルを用いた手法や、画像輝度値の閾値処理による領域抽出後に輪郭を検出するような手法を用いると良い。

【0027】また、輪郭を手動でトレースしても良い。

【0028】この輪郭抽出処理は、複数の断面画像に対して行われる。輪郭は、例えば図3に示すように複数の頂点により表現され、それらの複数頂点の座標値が輪郭情報としてメモリ14に記憶される。

【0029】次に、3次元輪郭生成部18が複数の輪郭情報を基に、3次元輪郭を生成し、3次元輪郭情報をメモリ14に記憶する（ステップS3）。

40 【0030】3次元輪郭の生成は例えば次の処理により行われる。

【0031】まず、入力された複数断面の位置関係により、ステップS2でメモリ14に記憶された輪郭座標を3次元座標に変換する。

【0032】次に、複数輪郭間の輪郭情報を補間処理し3次元輪郭全体を生成する。

【0033】複数断面が1つの軸の周りに回転する場合について、具体的計算例を以下に示す。

【0034】ステップS2で記憶された輪郭の頂点座標を (x_i, y_i) と表す。ここで、複数断面で共通の回

転軸がy軸と等しくなるように座標軸を設定する(図9参照)。断面1を基準とし、n番目の断面の3次元空間内の角度を θ_n とすると、次式により、各断面内の2次元輪郭頂点座標(x_i, y_i)は、3次元空間内の座標(x'_i, y'_i, z'_i)に変換される。

【0035】

【数1】

$$\begin{cases} x'_i = x_i \cos \theta_n \\ y'_i = y_i \\ z'_i = x_i \sin \theta_n \end{cases}$$

次に、複数断面の間の仮想的な断面での輪郭頂点座標を補間生成し3次元輪郭を生成する。図10は、断面nと断面n+1間の頂点の3次元座標の補間生成を示したものである。

【0036】図4は、断面画像から輪郭抽出を経て3次元輪郭が生成されるまでの処理を、心室を例にして模式的に示したものである。

【0037】また、図5は、管状の臓器の3次元輪郭を模式的に例示したものである。3次元輪郭は、複数頂点の3次元座標で表現され、各点の3次元座標が3次元輪郭情報としてメモリ14に記憶される。

【0038】次に、運動情報算出部20がステップS3でメモリ14に記憶された3次元輪郭情報から、臓器輪郭の各局所部分の運動情報を算出し、メモリ14に記憶する(ステップS4)。

【0039】「運動情報」とは、移動距離や移動速度等である。移動距離の算出は、例えば3次元輪郭の対応する頂点番号の頂点間の時間的移動距離によって算出する。

【0040】移動距離の他の算出方法として、3次元輪郭面の法線方向の移動距離により算出する方法や、臓器の運動モデルに基づき算出する方法を用いても良い。

【0041】本実施例は、運動情報の算出方法には制限されない。また、運動情報として、移動距離や移動速度以外の数値を算出しても良い。

【0042】最後に、算出された運動情報を表示部22で表示する(ステップS5)。

【0043】この運動情報の表示は、3次元輪郭上に色の違いや数値等で表示しても良いし(図6参照)、例えばブルズアイマップのように模式的に示しても良い(図7参照)。また、部位毎の運動情報の時間的変化を心電図等と共にグラフ化しても良い(図8参照)。

【0044】以上の処理内容を行う場合の、ユーザの操作手順について図11に基づいて以下に説明する。

【0045】ユーザは、まず1つの断面動画または複数時相の画像を入力する(ステップS11)。

【0046】次に、輪郭抽出処理を行う(ステップS12)。輪郭抽出処理を自動で行う場合は、ユーザは自動

輪郭抽出のための初期位置の指定のみ行えば良い。

【0047】次に、各断面動画において3次元輪郭生成に用いる動画区間または複数時相を選択する(ステップS13)。ここで、時相とは、時系列で入力された動画の各画像における時間をいう。

【0048】ステップS13は、例えば心臓の拡張末期から収縮末期までの区間の3次元輪郭を生成したいといった場合に、各断面動画においてはフレーム番号と心臓の拡張収縮の時相との関係がばらばらであるため、使用する動画区間を指定するものである。

【0049】ステップS11からステップS13までを断面数分だけ繰り返す。

【0050】最後に、ユーザは表示実行を指示すると(ステップS14)、3次元輪郭生成、運動情報算出が自動的に行われ、結果が表示部22に表示される。

【0051】以上のように、本実施例によれば簡便な操作で3次元輪郭及びその運動情報を定量的に得ることができる。

【0052】第1の実施例では複数断面を利用する例を示したが、本実施例を用いて1断面から輪郭を抽出し3次元輪郭を補間生成しても良い。

【0053】また、複数断面として例えば心臓を対象とした超音波診断画像における、心尖部四腔断面像、心尖部二腔断面像、心尖部左室長軸断面像を用いると、3断面のみから左心室の代表的部位を網羅した壁運動情報を得ることができる。

【0054】<第2実施例>次に、第2実施例について図12から図17を参照して説明する。

【0055】第2実施例は、3次元画像データからオプティカルフローを算出し、算出された速度ベクトルをもとに3次元輪郭の時間的変位量や時間的変位速度といった運動情報を算出し、その運動情報を反映するように輪郭表示をすることで、より実際に近い運動の様子を表示する例である。

【0056】図12は第2実施例の医用画像診断装置110のブロック図であり、図13は動作の流れを示す。

【0057】図12に示すように、第2実施例のコンピュータによって構成される医用画像診断装置110は、画像データを入力する画像入力部112と、入力された画像データを記憶するメモリ114と、画像上の臓器輪郭を抽出する輪郭抽出部116と、抽出された複数輪郭を基に3次元輪郭を生成する3次元輪郭生成部118と、画像データからオプティカルフローを算出するオプティカルフロー算出部119と、3次元輪郭の変形から運動情報を算出する運動情報算出部120と、算出された運動情報を表示する表示部122とで構成される。なお、下記で説明する各機能はプログラムによって実現される。

【0058】以下、図13の処理の流れに沿って説明する。

10

20

30

40

50

【0059】まず、3次元画像データが画像入力部112で入力されメモリ114に記憶される(ステップS21)。

【0060】次に、3次元輪郭抽出部116で3次元画像データから3次元輪郭が抽出され、3次元輪郭情報がメモリ114に記憶される(ステップS22)。

【0061】次に、オプティカルフロー算出部119で画像データからオプティカルフローを算出する(ステップS23)。

【0062】オプティカルフローは、画像上の対象物のある点が時間と共に画像上のどこへ移動したかを示すものである。オプティカルフローの算出は、勾配法やブロックマッチングによる方法等の方法を用いれば良い。

【0063】オプティカルフローは、連続するフレーム間で算出しても良いし、基準フレームと現フレームとの間で算出しても良い。

【0064】次に、運動情報算出部120においてオプティカルフロー情報に基づき、3次元輪郭上の各部分における時間的変位量や時間的変位速度等の運動情報を算出し、メモリ114に記憶する(ステップS24)。

【0065】オプティカルフローは画像上の全ての部分において算出可能ではないので、オプティカルフローのない部分は、近隣のオプティカルフロー値を補間して生成すると良い。

【0066】例えば、図14のように、頂点近傍のオプティカルフローの線形和や、その補間により頂点に対応したオプティカルフローを生成することができる。

【0067】次に、運動情報をもとに3次元輪郭情報を修正し、表示用3次元輪郭情報を生成する(ステップS25)。

【0068】表示用3次元輪郭情報の生成の方法を以下に説明する。

【0069】表示用3次元輪郭の形状は3次元輪郭抽出部116で抽出された3次元輪郭の形状と同じであるが、2つの時相の表示用3次元輪郭を構成する各頂点の変位量が、オプティカルフローから算出された変位量に最も近くなるように各点を配置し、表示用3次元輪郭を生成する(図15参照)。つまり、表示用3次元輪郭を構成する各点の運動が、臓器の局所運動を近似するように、表示用3次元輪郭を構成する各頂点を配置する。

【0070】このように、オプティカルフロー情報に基づき輪郭の頂点座標を決定すれば、第1実施例に示したような、輪郭決定後に頂点番号のみを基準に頂点に対応付ける方法に比べ、より正確な運動状態を表すことができる。また、後述する表示方法を用いれば、臓器の実際の運動の様子をより正確に知ることができる。

【0071】上記実施例は、3次元輪郭形状は画像データから求めた輪郭形状を保持し、頂点座標を輪郭表面上で修正する例であるが、画像データに基づく3次元輪郭よりもオプティカルフロー情報を重視して、基準フレー

ム以降の3次元輪郭形状をオプティカルフロー情報から生成しても良い。あるいは、画像データに基づく3次元輪郭形状とオプティカルフローに基づく3次元輪郭形状の双方の線形和により輪郭形状を決定しても良い。

【0072】最後に、表示部122がステップS25で生成された表示用3次元輪郭情報と運動情報を表示する(ステップS26)。

【0073】3次元輪郭表示は、例えば運動情報により色付けされた輪郭上に、輪郭を構成する点間を直線で結んだメッシュ表示を重ね合わせると良い。

【0074】この様に、輪郭を構成する各点を表示することで、臓器局所の運動情報をより正確に得ることができ、臓器のねじれ運動等を反映した表示ができる(図16、図17)。

【0075】第2実施例では3次元画像データを入力し直接3次元輪郭を抽出する例を示したが、複数の断面画像を利用し、断面内でのオプティカルフローを算出しても良い。ただし、その場合は断面内の運動は反映されるが、断面以外の方向の運動は反映されない。

【0076】

【発明の効果】本発明によれば、臓器の3次元的輪郭を生成し、臓器運動の解析が可能となる。また、臓器局所部分の実際の運動を反映した臓器運動を抽出、表示、解析することが可能となる。これにより、臓器の診断が大幅に効率良く適切に行え、その効果は多大である。

【図面の簡単な説明】

【図1】第1実施例の構成図である。

【図2】第1実施例の処理の流れのフローチャートである。

【図3】第1実施例の輪郭表現の一例である。

【図4】第1実施例における3次元輪郭生成までの処理の模式図である。

【図5】第1実施例における管状の3次元輪郭の模式図である。

【図6】本発明の運動情報の表示例である。

【図7】本発明の運動情報の表示例である。

【図8】本発明の運動情報の表示例である。

【図9】複数断面が1つの軸の周りに回転する場合の断面図である。

【図10】断面nと断面n+1間の頂点の3次元的な補間生成を示した図である。

【図11】ユーザの操作の流れを示すフローチャートである。

【図12】第2実施例の構成図である。

【図13】第2実施例の処理の流れのフローチャートである。

【図14】頂点近傍のオプティカルフローの線形和や、その補間により頂点に対応したオプティカルフローを生成する図である。

【図15】第2実施例の表示用3次元輪郭の生成例であ

る。

【図16】 オプティカルフローを反映しない場合の3次元輪郭の例である。

【図17】 オプティカルフローを反映した場合の3次元輪郭の例である。

【符号の説明】

10 医用画像診断装置

12 画像入力部

14 メモリ

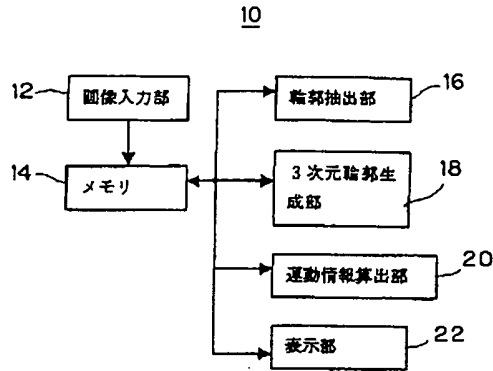
16 輪郭抽出部

18 3次元輪郭生成部

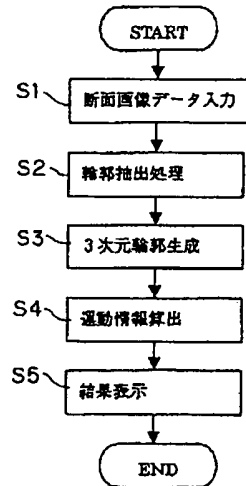
20 運動情報算出部

22 表示部

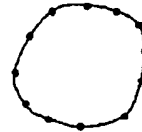
【図1】



【図2】



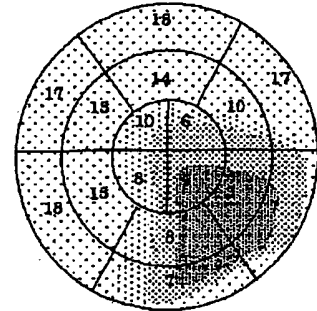
【図3】



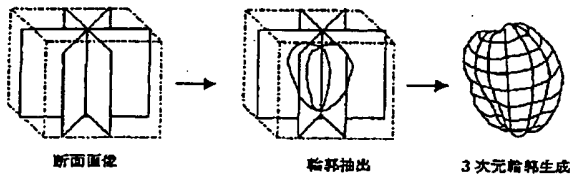
【図5】



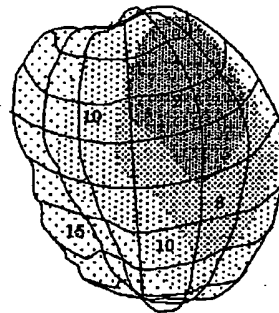
【図7】



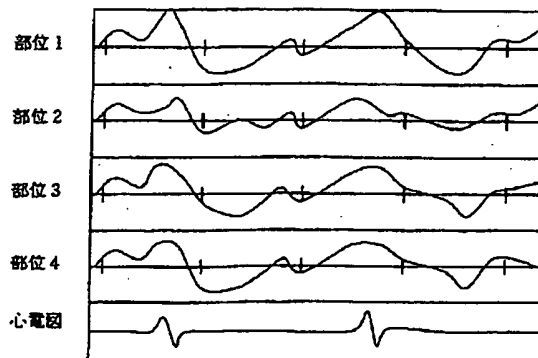
【図4】



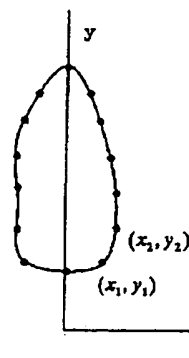
【図6】



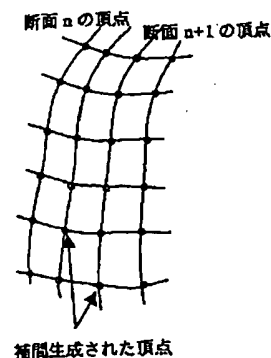
【図8】



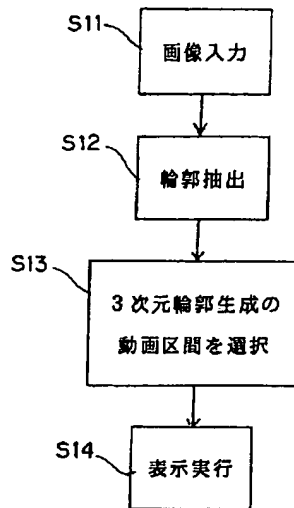
【図9】



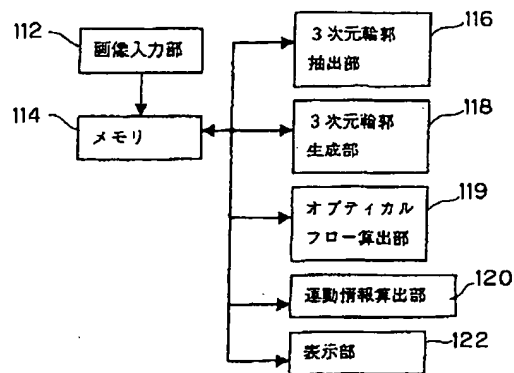
【図10】



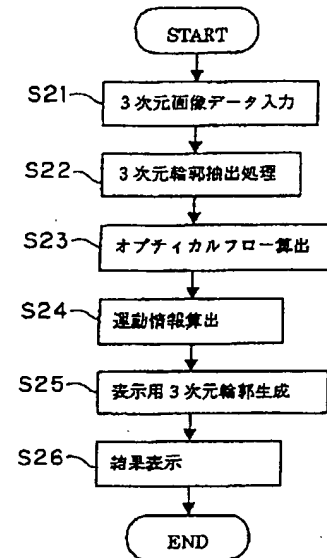
【図11】



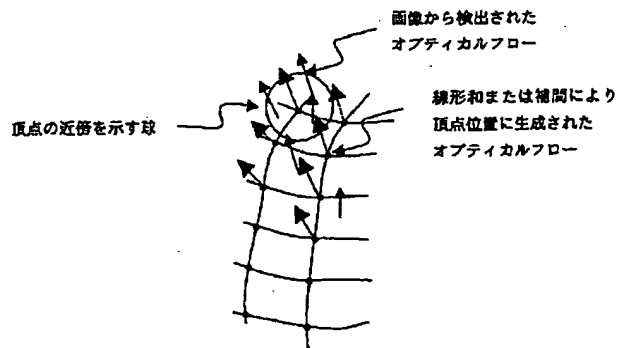
【図12】



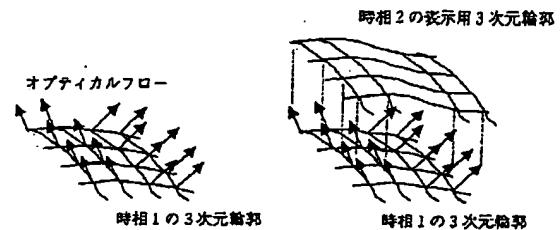
【図13】



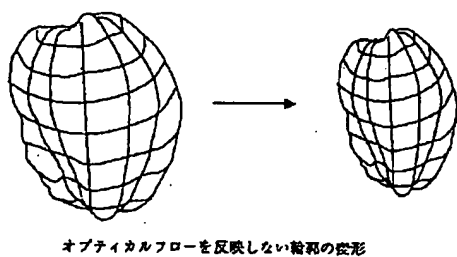
【図14】



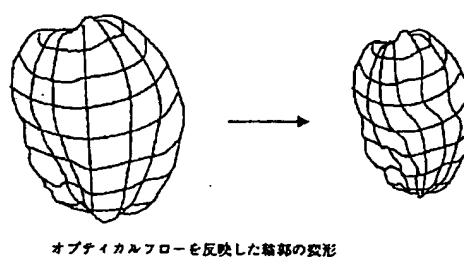
【図15】



【図16】



【図17】



フロントページの続き

(51) Int. Cl.⁷

G 0 6 T 7/20

識別記号

F I

G 0 1 N 24/02

テーマコード(参考)

5 2 0 Y

F ターム(参考) 4C093 AA22 CA50 FF16 FF24 FF42
4C096 AB41 AC04 AD14 DC19 DC25
DC36
4C301 EE13 EE15 JC01 JC08 JC11
KK17 LL03
5B057 AA07 AA09 CA02 CA08 CA13
CA16 CB08 CB13 CB16 DC16
DC30
5L096 AA06 AA09 BA06 FA06 HA04